

MENU

SEARCH

INDEX

DETAIL

JAPANESE

1 / 1

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-076233

(43)Date of publication of application : 23.03.1999

(51)Int.Cl.

A61B 8/00

A61B 5/026

(21)Application number : 09-236363

(71)Applicant : TERUMO CORP

(22)Date of filing : 01.09.1997

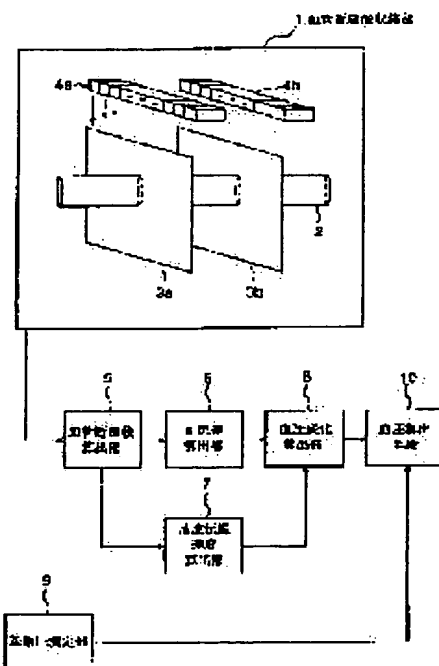
(72)Inventor : HANIYU YOSHIYUKI  
YAEGASHI MITSUTOSHI

## (54) CARDIOVASCULAR SYSTEM INFORMATION MEASURING SYSTEM

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a cardiovascular system information measuring system which can non-invasively measure the cross-sectional shape of a blood vessel and measure an accurate blood pressure in taking pulsation of a vascular wall into account and calculate a cardiovascular system index.

SOLUTION: This cardiovascular system information measuring system is provided with a group of ultrasonic oscillators 4a and 4b for detecting simultaneously cross-sectional shapes 3a and 3b of two blood vessels on an artery, a cross-sectional area calculating part 5 for calculating the cross-sectional areas of two cross-sections based on the detected cross-sectional shapes, a flow rate calculating part 6 for calculating the mean flow rate of the blood in the blood vessel based on the cross-sectional areas obt'd. by the cross-sectional area calculating part 5, a pulse speed calculating part 7 for calculating the transferring speed of the pulse wave between two cross-sections from changes with time of the cross-sectional shapes of the blood vessel at two positions, a relative blood pressure calculating part 8 for calculating a relative blood pressure value using the blood pressure value at a specified time phase as the reference based on the blood flow rate and the transferring speed of the pulse wave and an absolute blood pressure calculating part 10 for calculating an absolute blood pressure value based on the blood pressure value at the specified time phase and the relative blood pressure value.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

18.06.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-76233

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月23日

(51) Int.Cl.<sup>8</sup>

A 6 1 B 8/00  
5/026

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00  
5/02

3 4 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数15 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号

特願平9-236363

(22) 出願日

平成9年(1997) 9月1日

(71) 出願人

000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(72) 発明者

羽生 能行

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(72) 発明者

八重樫 光俊

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地

テルモ株式会社内

(74) 代理人

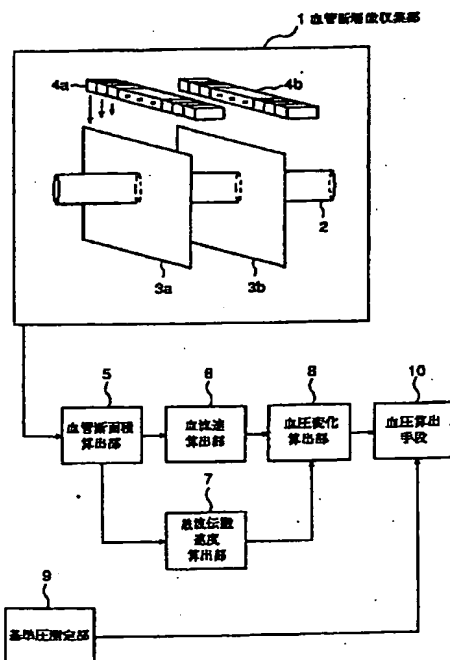
弁理士 大塚 康徳 (外1名)

(54) 【発明の名称】 循環器情報計測システム

(57) 【要約】

【課題】、非侵襲で血管の断面形状を計測し、血管壁の脈動を考慮した正確な血圧測定、及び循環器指標を算出することができる循環器情報計測システムを提供する。

【解決手段】動脈上の2ヶ所の血管の断面の形状3a、3bを同時に検出する超音波振動子群4a、4bと、検出された断面形状に基づいて、①2ヶ所の断面の断面積を算出する断面積算出部5と、断面積算出部5により求められた断面積に基づいて血管内の血液の平均流速を算出する流速算出部6と、②2ヶ所の血管の断面形状の時間変化から2ヶ所の断面の間の脈波の伝搬速度を算出する脈波速度算出部7と、血液の流速と、脈波の伝搬速度とに基づいて、特定の時相における血圧値を基準とする相対血圧値を算出する相対血圧算出部8と、特定の時相における血圧値と相対血圧値とに基づいて、絶対血圧値を算出する絶対血圧算出部10とを具備する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 動脈上の少なくとも2ヶ所の血管の断面の形状を同時に検出する断面形状検出手段と、

該断面形状検出手段により検出された断面形状に基づいて、前記2ヶ所の断面の断面積を算出する断面積算出手段と、

前記断面積算出手段により求められた断面積に基づいて血管内の血液の平均流速を算出する流速算出手段と、

前記断面形状検出手段により検出された2ヶ所の血管の断面形状の時間変化から前記2ヶ所の断面の間の脈波の伝搬速度を算出する脈波速度算出手段と、

前記流速算出手段により算出された血液の流速と、前記脈波速度算出手段により算出された脈波の伝搬速度とに基づいて、特定の時相における血圧値を基準とする相対血圧値を算出する相対血圧算出手段と、

あらかじめ測定されている基準となる前記特定の時相における血圧値と前記相対血圧値とに基づいて、絶対血圧値を算出する絶対血圧算出手段とを具備することを特徴とする循環器情報計測システム。

【請求項2】 前記流速算出手段は、前記2ヶ所の断面の断面積の時間微分と前記2ヶ所の断面の距離とから、前記2ヶ所の断面と血管壁により囲まれた部分の血液の平均流速を算出することを特徴とする請求項1に記載の循環器情報計測システム。

【請求項3】 前記断面形状検出手段は、前記動脈に向けて超音波を放射する超音波放射手段と、生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、前記動脈の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波検出手段からの出力信号を適切な閾値を基準として2値化する2値化手段とを備えることを特徴とする請求項1に記載の循環器情報計測システム。

【請求項4】 前記断面形状検出手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を画像信号に変換する変換手段をさらに具備することを特徴とする請求項3に記載の循環器情報計測システム。

【請求項5】 前記2値化手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を前記変換手段により画像信号に変換した後に、適切な画像濃度値を閾値として2値化することを特徴とする請求項4に記載の循環器情報計測システム。

【請求項6】 前記2値化手段は、超音波の入射方向と前記動脈の血管壁のなす角度に応じて前記閾値を設定する設定手段を備えることを特徴とする請求項3に記載の循環器情報計測システム。

【請求項7】 前記2値化手段は、前記断面形状検出手段により検出された血管の断面形状と前記超音波の入射方向とに基づいて、該超音波の入射方向と前記血管壁のなす角度を演算する演算手段をさらに備えることを特徴とする請求項6に記載の循環器情報計測システム。

【請求項8】 血管に向けて超音波を放射する超音波放

射手段と、

生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、

前記血管の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波の入射方向と血管壁のなす角度に応じて適切な閾値を設定して前記超音波検出手段からの出力信号を2値化する2値化手段と、

該2値化手段により2値化された情報から得られた血管の断面形状の情報に基づいて循環器指標を算出する指標算出手段とを具備することを特徴とする循環器情報計測システム。

【請求項9】 前記2値化手段は、血管の収縮あるいは拡張により前記閾値を補正する閾値補正手段を備えることを特徴とする請求項3乃至8のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項10】 前記2値化手段は、血管の中心の直上を検出する血管直上検出手段を備えることを特徴とする請求項3乃至9のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項11】 前記血管直上検出手段は、血管の直上付近の生体表面に前記血管と交差する状態で接触する複数の感圧素子と、該感圧素子により検出される脈波から前記血管の直上部を検出する直上検出処理部とを備えることを特徴とする請求項10に記載の循環器情報計測システム。

【請求項12】 前記複数の感圧素子は、前記超音波検出手段を構成する複数の超音波振動子と略平行に配置されていることを特徴とする請求項11に記載の循環器情報計測システム。

【請求項13】 前記超音波放射手段と前記超音波検出手段とを血管上の複数ヶ所に配置し、複数の前記超音波検出手段により得られる複数ヶ所の血管壁の断面形状の変化の位相差から脈波の伝搬速度を求める脈波速度計測手段をさらに具備することを特徴とする請求項3乃至12のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項14】 前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化に基づいて脈波を計測する脈波計測手段を備えることを特徴とする請求項8乃至13のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【請求項15】 前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化を検出する変位検出手段と、血管の壁面にかかる圧力を計測する圧力計測手段と、前記変位検出手段と前記圧力計測手段から得られた結果に基づいて血管の動的粘弾性を算出する動的性状算出手段とを備えることを特徴とする請求項8乃至14のいずれか1項に記載の循環器情報計測システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は非侵襲で連続的に生体の循環器情報を計測することができる循環器情報計測

システムに関するものである。

#### 【0002】

【従来の技術】従来より、患者の循環器の状態を把握するための循環器指標として、血流量、血管の拡張・収縮速度による粘弾性などの諸指標が利用されている。血流量の計測としては、生体の血管に対して超音波を照射し、血流により生じるドップラー信号を用いて血流速度を求め、血管の断面積との関係から、血流量を求める方法が知られている。

【0003】また、血管の拡張・収縮速度を求める方法としては、連続した画像データの輝度勾配を用いて速度ベクトルを求めるオブティカルフロー法が用いられている。

#### 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、ドップラー信号を用いて血流速度を求め、血流量を求める場合、血流量を求めるために、その部位の血管の断面積を容易かつ連続的に算出する技術が望まれていた。また、上記のオブティカルフロー法においては、複雑な逐次計算が必要となるという問題点があった。

【0005】また、従来、血圧を計測する方法としては、主にカフを用いて生体の一部を圧迫し、得られる振動や音から血圧を計測する方法がとられてきた。しかしながら、手術後など数日にわたって血圧を計測する場合には、生体を圧迫することがかなりの精神的かつ肉体的な負担となっている。この問題を解決するために、超音波により血管内を伝搬する脈波の伝搬速度を計測し、血圧を計測する方法が、特開平7-241288号公報に開示されている。この方法では、

$$\Delta P = \rho C \Delta v$$

ここで、 $\Delta P$ ：圧力変化  $\rho$ ：血液密度

$\Delta v$ ：流速変化  $C$ ：脈波伝搬速度

なる理論式を用いて血圧を求めている。この理論式は（（社）日本油空圧学会編：新版油空圧便覧、第1編、第3章、24-25、オーム社、1988）に開示されている。しかし、この理論式は血管壁に変化のないことを仮定した式であり、管壁の影響が考慮されていないという問題点があった。

【0006】したがって、本発明は上述した課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、非侵襲で血管の断面形状を計測でき、それに基づいて循環器指標を算出することができる循環器情報計測システムを提供することである。また、本発明の他の目的は、非侵襲で血管の断面形状を計測でき、血管壁の脈動を考慮して正確な血圧を測定することができる循環器情報計測システムを提供することである。

#### 【0007】

【課題を解決するための手段】上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係わる循環器情報計測システムは、動脈上の少なくとも2ヶ所の血管の断面の

形状を同時に検出する断面形状検出手段と、該断面形状検出手段により検出された断面形状に基づいて、前記2ヶ所の断面の断面積を算出する断面積算出手段と、前記断面積算出手段により求められた断面積に基づいて血管内の血液の平均流速を算出する流速算出手段と、前記断面形状検出手段により検出された2ヶ所の血管の断面形状の時間変化から前記2ヶ所の断面の間の脈波の伝搬速度を算出する脈波速度算出手段と、前記流速算出手段により算出された血液の流速と、前記脈波速度算出手段により算出された脈波の伝搬速度とに基づいて、特定の時相における血圧値を基準とする相対血圧値を算出する相対血圧算出手段と、あらかじめ測定されている基準となる前記特定の時相における血圧値と前記相対血圧値とに基づいて、絶対血圧値を算出する絶対血圧算出手段とを具備することを特徴としている。

【0008】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記流速算出手段は、前記2ヶ所の断面の断面積の時間微分と前記2ヶ所の断面の距離とから、前記2ヶ所の断面と血管壁により囲まれた部分の血液の平均流速を算出することを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記断面形状検出手段は、前記動脈に向けて超音波を放射する超音波放射手段と、生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、前記動脈の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波検出手段からの出力信号を適切な閾値を基準として2値化する2値化手段とを備えることを特徴としている。

【0009】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記断面形状検出手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を画像信号に変換する変換手段をさらに具備することを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、前記超音波検出手段からの出力信号を前記変換手段により画像信号に変換した後に、適切な画像濃度値を閾値として2値化することを特徴としている。

【0010】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、超音波の入射方向と前記動脈の血管壁のなす角度に応じて前記閾値を設定する設定手段を備えることを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、前記断面形状検出手段により検出された血管の断面形状と前記超音波の入射方向とに基づいて、該超音波の入射方向と前記血管壁のなす角度を演算する演算手段をさらに備えることを特徴としている。

【0011】また、本発明に係わる循環器情報計測システムは、血管に向けて超音波を放射する超音波放射手段と、生体内で反射された超音波を検出する超音波検出手段と、前記血管の管壁の断面形状を抽出するために、前記超音波の入射方向と血管壁のなす角度に応じて適切な閾値を設定して前記超音波検出手段からの出力信号を2

値化する2値化手段と、該2値化手段により2値化された情報から得られた血管の断面形状の情報に基づいて循環器指標を算出する指標算出手段とを具備することを特徴としている。

【0012】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、血管の収縮あるいは拡張により前記閾値を補正する閾値補正手段を備えることを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記2値化手段は、血管の中心の直上を検出する血管直上検出手段を備えることを特徴としている。

【0013】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記血管直上検出手段は、血管の直上付近の生体表面に前記血管と交差する状態で接触する複数の感圧素子と、該感圧素子により検出される脈波から前記血管の直上部を検出する直上検出処理部とを備えることを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記複数の感圧素子は、前記超音波検出手段を構成する複数の超音波振動子と略平行に配置されていることを特徴としている。

【0014】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記超音波放射手段と前記超音波検出手段とを血管上の複数ヶ所に配置し、複数の前記超音波検出手段により得られる複数ヶ所の血管壁の断面形状の変化の位相差から脈波の伝搬速度を求める脈波速度計測手段をさらに具備することを特徴としている。また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化に基づいて脈波を計測する脈波計測手段を備えることを特徴としている。

【0015】また、この発明に係わる循環器情報計測システムにおいて、前記指標算出手段は、血管径あるいは血管の断面の変化を検出する変位検出手段と、血管の壁面にかかる圧力を計測する圧力計測手段と、前記変位検出手段と前記圧力計測手段から得られた結果に基づいて血管の動的粘弾性を算出する動的性状算出手段とを備えることを特徴としている。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について、添付図面を参照して詳細に説明する。

(第1の実施形態) 図1は本発明の循環器情報計測システムの第1の実施形態としての血圧測定装置の構成を示した図である。

【0017】図1に示すように、血管断層像収集部1は同一の血管2の近接した2点の超音波断層像3a、3bを収集するための超音波振動子4a、4bから構成される。収集された断層像4a、4bは血管断面積算出部5に伝達され、血管の断面の抽出処理がおこなわれる。血管断面積算出部5で算出された血管の断面積は、血流速算出部6と脈波伝搬速度算出部7に伝達される。血流速

算出部6は、断面積と2点間の距離から、血液の流速を求める。脈波伝搬速度検出部7は、2点間の断面積の時間変化の位相差から脈波伝搬速度を求める。血流速算出部6と脈波伝搬速度算出部7によって算出された血流速と脈波伝搬速度が伝達されて、以下の換算式に代入される。

【0018】

$$P - P_0 = \rho C_0 v + (1/8) \rho v^2$$

ここで、P：血圧、P<sub>0</sub>：最低血圧（拡張期血圧）、

ρ：血液の比重、C<sub>0</sub>：拡張期末期の脈波伝搬速度、

v：血管の断面内の平均流速である。上記の式により、最低血圧を基準とする相対値が算出され、血圧変化算出部8に出力される。一方で基準圧測定部9で計られたある時点における血圧の絶対値が血圧算出部10に送られ、血圧算出部10において、血圧値が連続的に算出される。

【0019】図2に血管断層像収集部の構成を示す。超音波振動子群4aはa<sub>1</sub>からa<sub>n</sub>、超音波振動子群4bはb<sub>1</sub>からb<sub>n</sub>のそれぞれn個（nは自然数）の超音波振動子で構成されている。超音波振動子群4aと超音波振動子群4bは距離Lだけ離れて平行に配置されている。まず、超音波振動子4aのa<sub>1</sub>から超音波が動脈2に向けて発射され、動脈壁などで反射した信号が同一の振動子によって検出される。この一連の動作をa<sub>1</sub>からa<sub>n</sub>まで続けることにより、超音波断層像3aが得られる。動脈断層像3aが得られた後、動脈断層像3aを得たのと同様の操作をおこなうことにより動脈断層像4bを得る。

【0020】なお、ここでは簡単のため、a<sub>1</sub>, a<sub>2</sub>, …, a<sub>n</sub>と1個ずつの超音波振動子を送受信をおこなって断層像を得ると説明したが、アレイプローブを用いる一般的な超音波診断装置と同様、複数の振動子によるビームフォーミングによって断層像を得ることも可能である。ビームフォーミングとはアレイ内の位相もしくは遅延の分布を制御して目的の性状の超音波ビームを形成することである。

【0021】動脈断層像を収集する方法に関しては、動脈断層像が得られる限り、任意である。また、本実施形態では超音波振動子群4aで断層像が得られた後に、超音波振動子群4bで断層像を得たが、断層像を得ることができる限り、断層像を同時に求めてもよいし、断層像の収集順序、振動子群の数、断層像の形状などの条件が任意であることはあきらかである。また、超音波振動子群を構成する超音波振動子についても、個数、配置の仕方、大きさ、発射される周波数などの条件に関しても、本発明の趣旨に反しない限り、任意の値に設定することが可能である。

【0022】得られた断層像4a、4bは、血管断面積算出部5に伝達される。図3は血管断面積算出部5の構成を示した図である。伝達された断層像はフレームメモリ11a、11bに蓄えられている。この画像を2値化

処理部12で2値化することで、血管壁を抽出する。血管に超音波を照射した場合、血管壁と血管内部との境界部分では強い反射が起こる。一方、血管内は成分が一様であるため、音響インピーダンスの変化が少なく、反射波が弱い。よって、反射波の強いほど、白黒の高い階調値を割り当て、反射波の弱いものを、白黒の低い階調値を割り当てて画像化する場合、血管壁と血管内部との境界部分が白っぽく、血管内は階調が低い、つまり黒っぽい画像となる。この性質を利用して、ある階調値を閾値として、それ以上のものを白、つまり最高の階調値と

し、それ以下のものを黒、つまり最低の階調値とする処理(2値化処理)を行なう。この2値化処理は、画像処理の分野で一般的に用いられている。  
【0023】2値化処理によって血管内部が黒く描出された映像から、血管形状算出部13で血管内部の面積、血管径を求め、血流速算出部6と、脈波伝搬速度算出部7に伝達する。なお、血管の断層像を時間経過に伴って連続的に求めることにより、血管の断面形状の時間変化を求めることができる。図4の実線で示した図形のように、血流速算出部6では、超音波振動子群4a, 4bによって血管の断面14a, 14bの断面積(時間経過とともに変化する測定データ)  $S_a(t)$ ,  $S_b(t)$  を求

$$\partial S / \partial t + \partial (vS) / \partial x = 0$$

が成り立つ。(1)式から、

$$\partial (vS) / \partial x = -\partial S / \partial t$$

となる。(2)式を、 $x$ について区間 $[x, +\infty]$ で積分すると、

$$\lim_{x \rightarrow \infty} v(x, t) = 0 \quad (\because \text{十分遠方では} v \text{は十分小さいため})$$

【0028】であり、かつ、

【0029】

【数3】

$$\lim_{x \rightarrow \infty} s(x, t)$$

$$-vs = -\int_x^\infty \frac{\partial s}{\partial t} dx$$

$$\therefore v = \frac{1}{s} \int_x^\infty \frac{\partial s}{\partial t} dx$$

【0032】となる。流量 $Q(x, t)$ は、 $v, S$ の定義より、

$$Q(x, t) = v(x, t) S(x, t) \quad (4)$$

であるから、(3)式を代入して、

【0033】

【数5】

$$Q(x, t) = \int_x^\infty \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (5)$$

【0034】となる。(5)式より、 $x = x_1$ における流量 $Q(x_1, t)$ は、

【0035】

【数6】

\*め、そのデータからA点、B点における断面内の平均流速 $v$ を、

【0024】

【数1】

$$v = \frac{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)}{s_b(t) - s_a(t)} L$$

【0025】ここで、 $L$ はA点とB点の間の距離により求める。なお、記号の上の「 $\cdot$ 」は、時間微分を示す。ここで、上式が有効であることを説明する。動脈中での流れでは、血管の半径方向の速度勾配や圧力勾配は無視してさしつかえない。この場合には、流れとしては管軸方向の平均速度だけを考えればよい。ただし、血管の断面積(従って半径)の変化は考慮する。このようなモデルを準1次元モデルとよぶ。

【0026】図5に準1次元モデルの座標系を示す。ここで血管の管軸を $x$ 軸とする。また血管の断面積を $S(x, t)$ とする。前述の測定点(2断面)の位置を $x = x_1, x = x_2$ とする( $x_1 < x_2$ )。従って、 $x_2$ が下流側である。また、 $x = 0$ は、心臓の駆出部と考える(ただし、他の任意の点としてもよい)。準1次元流れでは、連続の式

$$(1)$$

$$(2)$$

※【0027】

※【数2】

30★【0030】が有限の値であることから、

【0031】

【数4】

★

$$(3)$$

$$Q(x_1, t) = \int_{x_1}^\infty \frac{\partial s}{\partial t} dx$$

$$= \int_{x_1}^{x_2} \frac{\partial s}{\partial t} dx + \int_{x_2}^\infty \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (6)$$

【0036】となる。 $T$ を拍動の周期より短い時間として、測定したい時間が、区間 $[0, T]$ だとすると、今考えている流れでは、心臓が1回拍動して、次の拍動までの期間では単一波とみなせるので、

$x_2 \leq x < \infty$ ,  $0 \leq t \leq T$

において、Sは脈波が到達していないため時間変化せず、Sはxのみの関数である。従って、(5)式の第2項は、

【0037】

【数7】

$$\int_{x_2}^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx = 0 \quad (7)$$

$$S(x, t) = (x + a) f(t)$$

ここで、aは定数

と直線近似できる。従って、

【0041】

【数9】

$$\frac{\partial s}{\partial t} = (x + a) \dot{f}(t) \quad (10)$$

【0042】となる。(10)式を(8)式に代入し

て、

【0043】

【数10】

$$Q(x, t) = \dot{f}(t) \int_{x_1}^{x_2} (x + a) dx$$

$$= \dot{f}(t) \left[ \frac{1}{2} x^2 + ax \right]_{x_1}^{x_2}$$

$$= \dot{f}(t) (x_2 - x_1) \left[ \frac{1}{2} (x_1 + x_2) + a \right] \quad (11)$$

※

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t) (x_2 - x_1) \frac{1}{2} (x_1 + x_2 + 2a)}{(x_1 + a) f(t)} \quad (12)$$

【0046】となる。 $x_1, x_2$ に比べて、 $x_2 - x_1$ は十

$$x_1 + x_2 + 2a \approx 2(x_1 + a)$$

★ ★分小さいので、

と近似できるため、(12)式は、

☆【数12】

【0047】

☆

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t)}{f(t)} (x_2 - x_1) \quad (14)$$

【0048】となる。

$$L = x_2 - x_1$$

(15)

であるから、(14)式は、

◆【数13】

【0049】

◆

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t)}{f(t)} L \quad (16)$$

【0050】となる。(9)式より、

$$S(x_1, t) = (x_1 + a) f(t) \quad (17)$$

$$S(x_2, t) = (x_2 + a) f(t) \quad (18)$$

である。上式の差をとると、

$$S(x_2, t) - S(x_1, t) = f(t) L \quad (19)$$

また、

$$S(x_1, t) = S_a(t) \quad (20)$$

$$S(x_2, t) = S_b(t) \quad (21)$$

\*【0038】となる。よって、

【0039】

【数8】

$$Q(x, t) = \int_{x_1}^{x_2} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (8)$$

【0040】となる。区間 $[x_1, x_2]$ の間隔が十分小さいため、区間 $[x_1, x_2]$ において、Sはxについて単調増加または単調減少であるから、

(9)

10※【0044】となる。(4)式より、

$$v(x_1, t) = Q(x_1, t) / S(x_1, t)$$

であるから、この式に(9)式、(11)式を代入して、

【0045】

【数11】

であるから、(20)式、(21)式を(19)式に代\* \*入して、

$$S_b(t) - S_a(t) = f(t) L \quad (22)$$

となる。(22)式を両辺微分して、

【0051】

【数14】

$$\dot{S}_b(t) - \dot{S}_a(t) = \dot{f}(t) L$$

(23)

※

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{S}_b(t) - \dot{S}_a(t)}{S_b(t) - S_a(t)} L \quad (24)$$

【0054】となる。(24)式により、 $x = x_1$ における平均流速が求められた。また、 $x = x_1$ での流量 $Q(x_1, t)$ は、(4)式より、

【0055】

【数16】

$$Q(x_1, t) = S_a(t) \frac{\dot{S}_b(t) - \dot{S}_a(t)}{S_b(t) - S_a(t)} L$$

【0056】である。図4に示すように実際の血管においては、点線15a、15bのような形状をとっている可能性があり、直線近似による誤差を減らす改良として、2断面間の距離を短くする方法、あるいは超音波振動子をマトリックスアレイとすることで正確な値を得る方法や、実際の曲線つまり、点線によく合致する曲線で側面部分を仮定し、積分をおこなうことなどの改良が容易に思いつくが、これらはすべて、本発明の範囲であることは明らかである。

【0057】脈波伝搬速度算出部7では、A点、B点で生じる断面積の時間変化の時間遅れ(位相差) $\tau$ で、A点、B点間の距離を割ることにより、

$$C_0 = L / \tau$$

として脈波伝搬速度 $C_0$ を求める。血圧変化算出部8では、理論式

$$P - P_0 = \rho C_0 v + (1/8) \rho v^2$$

に、伝達された流速、脈波伝搬速度を代入する。この式は、(菅原基晃、桜井泰久ら：“動脈中の脈波の非線形理論”、医用電子と生体工学、11巻、3号、180-189、1973)に記載されている。

【0058】以上の処理により、基準圧測定部9で計られた時相の血圧値を元に血圧算出部10で連続的に血圧を算出することが可能である。この基準圧の測定には一例として、カフ式自動血圧計(ある時間内の血圧を1回のみ測定する1点測定)などにより最低血圧をあらかじめ求めておいて設定する方法がある。また、基準圧は最低血圧に限らず、同一時刻での圧力値とそのときの血圧変化算出部出力が得られれば設定可能である。

【0059】算出された血圧値は使用者の必要に応じて、値を表示する液晶モニターなどの表示装置や、記録用の記憶媒体、プリンタなどに適宜出力することが可能となる。なお、上記の説明では、生体内で反射された超

※【0052】となる。(22)式、(23)式より、

(16)式は、

【0053】

【数15】

音波を超音波振動子4a、4bが受信した信号を画像信号に変換した後に2値化するように説明したが、超音波振動子4a、4bから出力された受信信号を対数増幅し、検波した信号を2値化してもよい。

【0060】(第2の実施形態)第1の実施形態では、血管断面積算出部5はある固定の閾値で2値化し、血管を2値画像として抽出したが、血管断面積の算出に関してはこの方法に限らない。図6は超音波信号と血管の壁面16の関係を示している。この図に示すように、血管の中心の直上にある $C_m$ 番目の超音波振動子から発せられる超音波は血管壁の接線に対して垂直に入射するため、同じ振動子 $C_m$ によって検出される反射波が大きい。しかしながら、直上から離れた場合には、振動子から発せられた超音波が血管壁の接線に対して斜めに入射するため、検出される反射波は $C_m$ に比べ弱くなってしまう。なお、複数個の振動子によるビームフォーミングをおこなう場合には、超音波ビームの中心軸が血管の中心に近い場合に反射波が大きく、血管の中心から、離れるほど反射波が小さくなる。

【0061】血管の中心の直上にある $C_m$ 番目の超音波振動子での反射波の強度が、図6(b)で示す形状であるとする。血管壁に対応する部分が $Y_a$ 、 $Y_b$ であり、 $Y_k$ の部分ノイズであるとする。この場合、血管壁をうまく抽出するためには、閾値をノイズのピークより高く、血管壁のピークより低い、 $\alpha$ 2程度に設定するのが望ましい。

【0062】しかしながら、図6(c)では超音波振動子が血管の中心の直上にないため、血管壁の部分の反射波の強度が弱く、上述の閾値 $\alpha$ 2に達しておらず、閾値が $\alpha$ 1から $\alpha$ 3の間の値でなければならないという問題が生じ、ノイズのある場合には、固定の閾値を用いた2値化ではうまく血管壁を描出できないことがある。この問題を解決する方法として、本実施形態においては、超音波の血管壁の接線に対する入射角に応じて閾値を変化させる方法を示す。

【0063】図7は本実施形態における血管断面積算出部の概略構成を示す図である。血管直上検出部18は、どの素子が血管の直上にきているかを検出する。図8に血管直上検出部の構成を示す。図6の超音波振動子群3cにより得られた画像が、表示用のモニター21に映し

20

30

40

50



出される。モニターには超音波振動子群 3 c の中心あるいはその付近にある振動子より得られた画像が画面上のどの部分に表示されているかを指し示すマーカ 2 2 が表示されており、操作者はこのマーカ 2 2 に血管像の中心が一致するように、プローブを移動させる。中心からずれた血管像 2 3 a が、中心のマーカと一致する血管像 2 3 b の位置に来るようにプローブの位置を調整し終えた後、操作者が検出終了確認ボタンを押すと、計測を開始する。、換算部 1 9 はフレームメモリ 1 7 から呼び出されたデータが、超音波振動子群のどの振動子から得られたデータであるかを、フレームメモリ 1 7 のアドレスより計算し、閾値変化 2 値化部 2 0 に伝達する。閾値変化 2 値化部 2 0 は上述の換算部から出力されるデータにより、閾値を変化させて 2 値化する。

【0064】閾値変化 2 値化部 2 0 により設定される閾値は、必ずしも血管壁に対する超音波信号の入射角のみによって決められるものではない。実際には、測定条件や被験者などによっても変化する。よって、閾値変化に適当な補正項をつけることは本発明の趣旨に反するものではない。抽出した血管壁から、血管の断面積 S、血管内半径 r、あるいはその時間変化から血管状態などを求めることが可能である。

【0065】血管壁のヤング率を反映し、動脈硬化の指標とされる脈波伝搬速度を求める方法を示す。図 9 は脈波伝搬速度を求める際の構成図 (a) 及び得られる波形 (b) を説明する図である。超音波振動子群を距離 L だけ離して、動脈上に配置する。それぞれの超音波振動子群から得られた断層像から本実施形態の上記の手法により、断面積を求める。得られた波形は、図 9 (b) に示すように、脈動を反映した波形となる。2 つの断層像 3 a、3 b にみられる断面積変化の時間遅れ (位相差) を  $\tau$  とすると、脈波伝搬速度 C は  $C = L / \tau$  で求めることができる。通常、脈波伝搬速度は頸動脈波と股動脈波の時間差により、求められるが、頸動脈と股動脈の間に存在するすべての血管の硬化度を反映したものである。従って、本方法によって、局所的な脈波伝搬速度を計測することが可能となり、動脈硬化の進行の進んだ部位の特定などのより詳細な診断が可能となる。

【0066】また、図 9 (b) の断層像 3 a の断面積の変化の周期  $\tau_1$  から、一分あたりに換算した脈拍数 RR を  $RR = 60 / \tau_1$  という換算式で求めることができる。さらに、2 つの断層像 3 a、3 b から血流量や断面内平均流速を求めることが可能である。これらを求める方法は第 1 の実施形態で既に述べた。また、血圧計測技術を組み合わせると、さらに直接的に血管の弾性率を求めることが可能となり、動脈硬化度を評価する上で有効な計測が可能となる。動脈硬化の指標として、圧力弾性率  $E_p$  が、

$$E_p = \Delta P / (\Delta r / r)$$

で定義されている。この指標を特開平 4-329938

号公報では、血管内に挿入するカテーテルで圧力、血管径を求めているが、本実施形態に記載された方法を用いれば、非侵襲に計測することができる。上記の脈拍、脈波伝搬速度、圧力弾性率以外にも、血管壁の厚み、血管壁の脈動速度など、抽出した血管壁の断面形状の時間変化から様々な循環器の情報を得ることが可能であると考えられるが、これらはすべて本発明の範疇であることは明らかである。

【0067】(第 3 の実施形態) 第 2 の実施形態においては、血管の中心の直上を検出する直上検出を、操作者が手動でおこなう方法を示したが、これ以外の方法で血管の直上を特定することも可能である。本実施形態では、感圧素子を用いた直上検出の方法を示す。図 10 は、血管 2 の中心を求めるための感圧素子群の概略構成を示す図である。感圧素子群 3 1 をカフ等の押圧部で押し込むことで、血管を圧迫し、図のように平坦に変形させることで、圧力値が感圧素子群 3 1 に伝わる。伝わる圧力の最大を示す部分を血管の直上とする。

【0068】ここでは、伝わる圧力の最大値をとる部分を直上としたが、これは圧迫法、圧迫強度、血管の位置などによっても異なるので、直上の判断を示す方法を条件に応じて改良することは、任意である。図 11 は上記の直上検出手段の構成の一例を示す図である。超音波振動子群 4 e と感圧素子群 3 1 を平行に配置している。まず、血管像を計測する前に、感圧素子群 3 1 を適度な圧力で生体に押しつけ、圧波形をもとに感圧素子群 3 1 のどの圧力素子が、血管の直上にあるかを判定する。この直上の判定は血管の脈動によって時間変化する各圧力素子の圧波形を比較し、もっとも大きくなる感圧素子を直上とする。直上であるとされた感圧素子に近接している超音波振動子を、直上の超音波振動子と判断する。直上の検出が終了した後は、血管の扁平をさけるために圧迫をゆるめることも可能である。

【0069】第 2 の実施形態においては、超音波の入射角により閾値を変化させるとしたが、これは必ずしも、入射角のみ (たとえば入射角の正弦との比例関係のみ) で閾値が決定されると限定しているものではない。各振動子から得られる超音波の映像に対して、逐次、入射角を計算することが機器の構成上煩雑で困難である場合には、血管の直上の超音波振動子により受信された超音波信号からなる映像部分を入射角 0 度と設定し、これを基準として、その振動子から離れるに従って、直線的、曲線的など任意の波形で閾値を変化させるという方法をとることも可能である。つまり、1 あるいは数箇所の入射角の情報のみを利用するという簡易的な方法を用いることも、本発明の範囲内である。

【0070】図 12 は閾値の設定の例を示した図である。図 12 (a) では直上の血管部分の閾値を  $\beta 1$  とし、直線状に閾値を変化させ、直上から r a だけ離れたところの閾値が  $\beta 2$  となるように閾値を設定している。

しかしながら、同じ血管においても脈動がある場合には、拡張期と収縮期においては、設定すべき閾値を変えるのが適当である。従って、図12(b)では34aで示すように血管の拡張している場合には実線のように、34bで示すように収縮している場合には点線のように、脈動に応じて閾値を変化させる方法をとっている。具体的には、心電図、心音などのデータから、拡張、収縮期を知る拡張・収縮検出部を設けて、そのデータにより閾値を変化させる方法が考えられる。

【0071】なお、上記のように閾値を入射角に応じて直線状あるいは曲線状に変化させ、且つ、この直線状あるいは曲線状の閾値の変化曲線全体を、ボリューム等により平行に上下動できるようにしておき、操作者が画面上の血管断面の2値化画像を見ながら、血管壁がもっとも鮮明に見えるようにボリュームを調整するようにしても良い。

【0072】以上の実施形態に示したように、血管の状態に応じて適切な閾値を設定することにより、動脈の血管壁を抽出し、血管壁の映像から種々の循環情報の計測をおこなうことが可能となる。なお、本発明による装置を、他の装置の一部として利用することは、本発明の趣旨に反しない限り、任意である。たとえば、超音波診断装置に本発明による装置を連動させ、抽出した血管壁を超音波像に重ねてモニタ表示したり、得られた数値をモニタの画面や用紙に出力することは本発明の範囲であることは明らかである。

【0073】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、血管壁の脈動による管壁の動きを考慮した理論式をもち\*

\*いて、血圧を連続的かつ非侵襲に測定することができ、また、超音波断層像から血管壁部分を抽出できる構成を用いることにより、非侵襲に血管、血流状態などの循環器指標を計測できる循環器情報計測システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の循環器情報計測システムの第1の実施形態としての血圧測定装置の構成を示した図である。

【図2】血管断層像収集部の構成を示す図である。

【図3】血管断面積算出部の構成を示した図である。

【図4】血管の一部を拡大して示した模式図である。

【図5】準1次元モデルの座標系を示す図である。

【図6】超音波信号と血管の壁面の関係を示した図である。

【図7】第2の実施形態における血管断面積算出部の概略構成を示す図である。

【図8】血管直上検出部の構成を示す図である。

【図9】脈波伝搬速度を求めるための構成を示す図である。

【図10】血管の中心を求めるための感圧素子群の概略構成を示す図である。

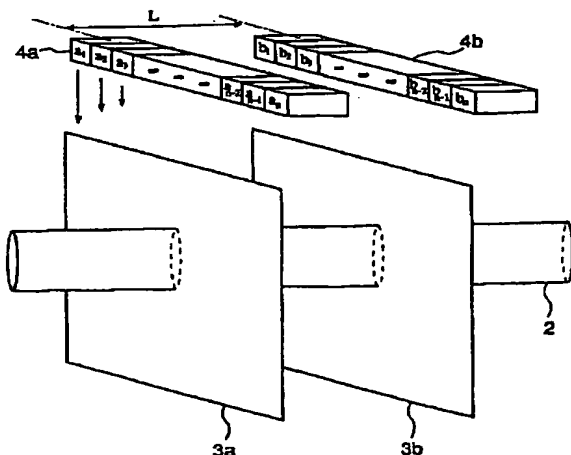
【図11】血管の直上検出手段の構成の一例を示す図である。

【図12】閾値の設定の例を示した図である。

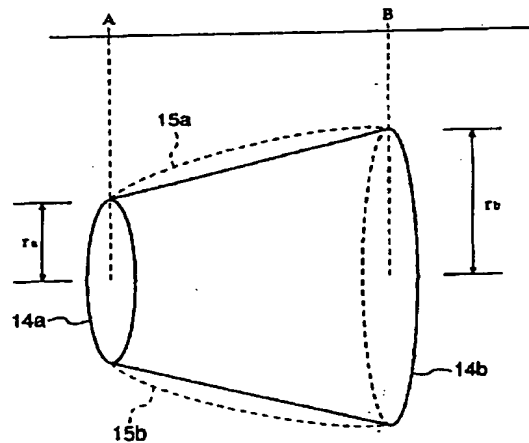
【符号の説明】

- 1 血管断層像収集部
- 2 血管
- 3a, 3b 超音波断層像
- 4a, 4b 超音波振動子群

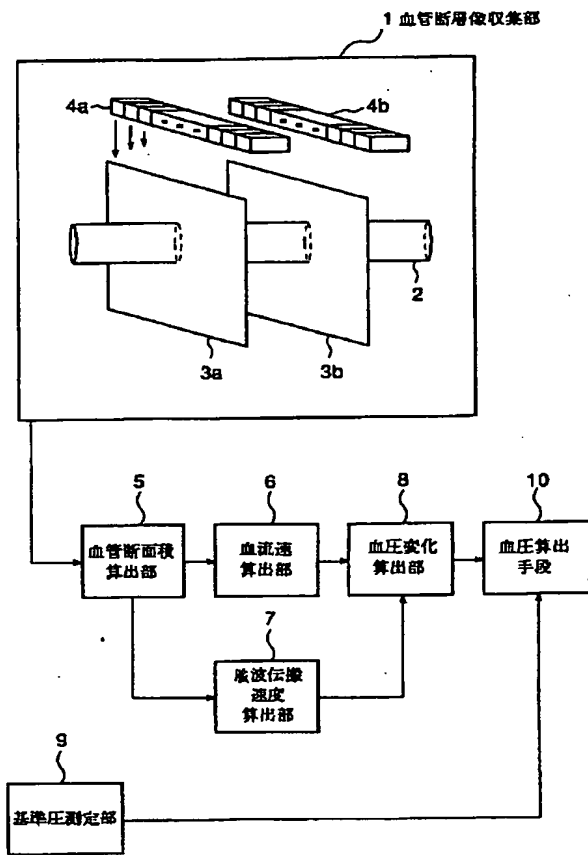
【図2】



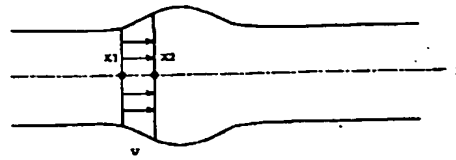
【図4】



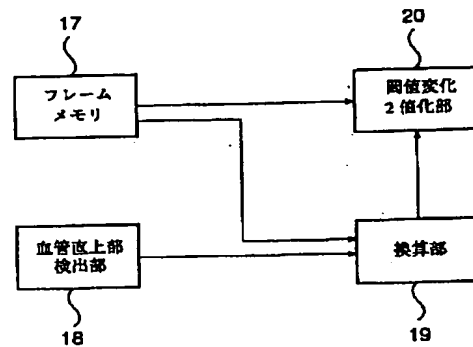
【図1】



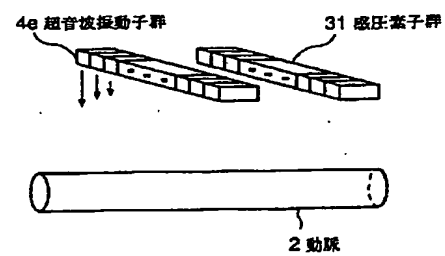
【図5】



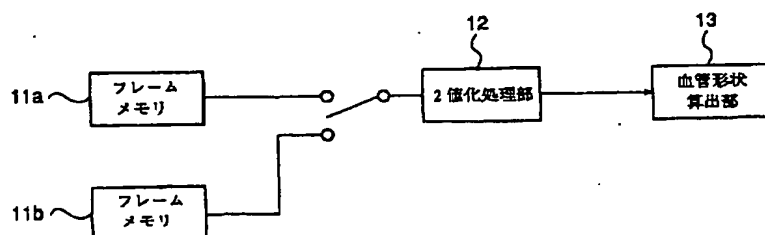
【図7】



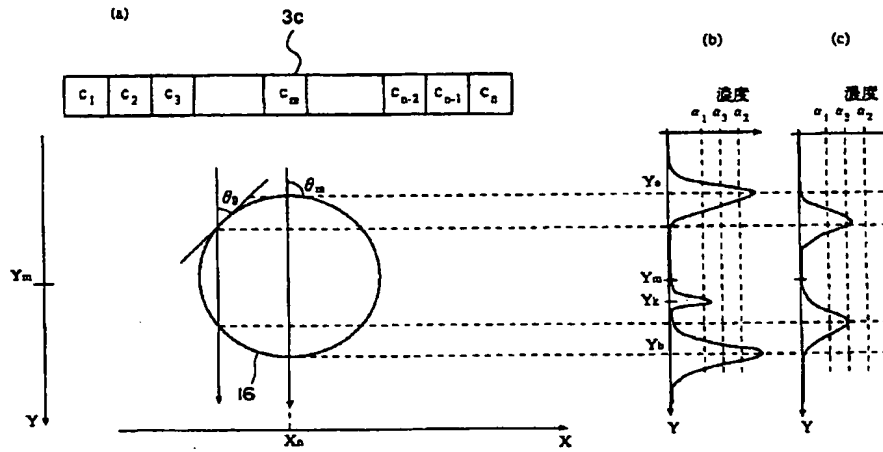
【図11】



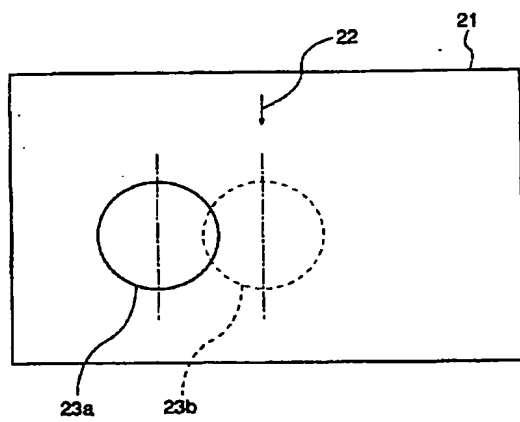
【図3】



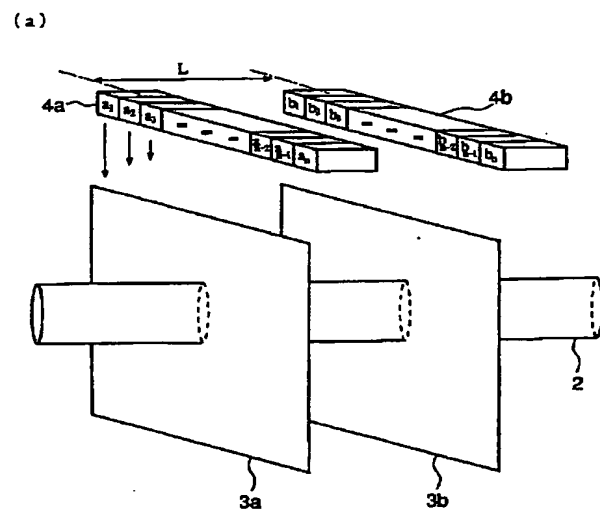
【図6】



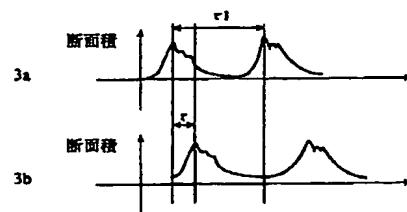
【図8】



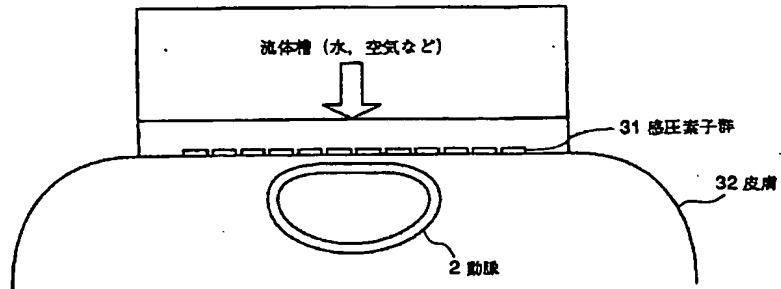
【図9】



(b)

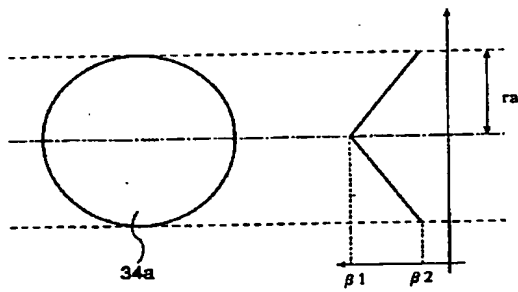


【図10】

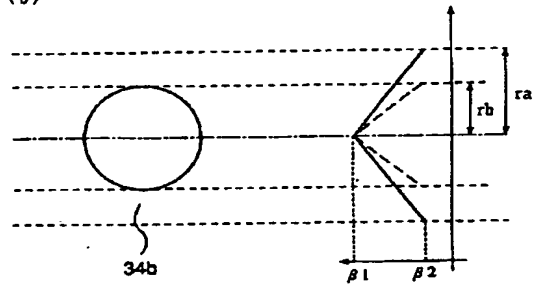


【図12】

(a)



(b)



# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-076233

(43)Date of publication of application : 23.03.1999

(51)Int.Cl.

A61B 8/00  
A61B 5/026

(21)Application number : 09-236363

(71)Applicant : TERUMO CORP

(22)Date of filing : 01.09.1997

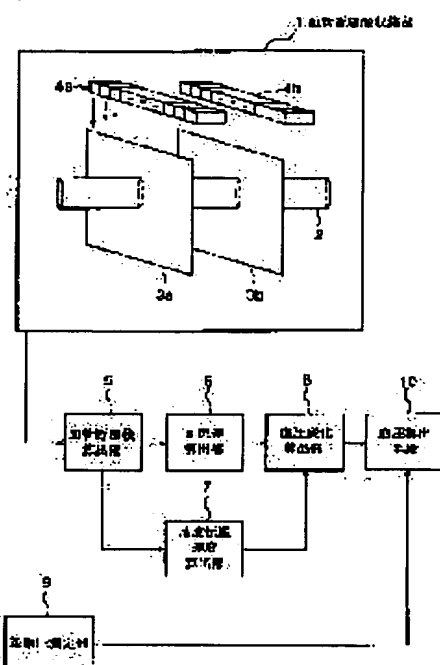
(72)Inventor : HANIYU YOSHIYUKI  
YAEGASHI MITSUTOSHI

## (54) CARDIOVASCULAR SYSTEM INFORMATION MEASURING SYSTEM

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a cardiovascular system information measuring system which can non-invasively measure the cross-sectional shape of a blood vessel and measure an accurate blood pressure in taking pulsation of a vascular wall into account and calculate a cardiovascular system index.

**SOLUTION:** This cardiovascular system information measuring system is provided with a group of ultrasonic oscillators 4a and 4b for detecting simultaneously cross-sectional shapes 3a and 3b of two blood vessels on an artery, a cross-sectional area calculating part 5 for calculating the cross-sectional areas of two cross-sections based on the detected cross-sectional shapes, a flow rate calculating part 6 for calculating the mean flow rate of the blood in the blood vessel based on the cross-sectional areas obtd. by the cross-sectional area calculating part 5, a pulse speed calculating part 7 for calculating the transferring speed of the pulse wave between two cross-sections from changes with time of the cross-sectional shapes of the blood vessel at two positions, a relative blood pressure calculating part 8 for calculating a relative blood pressure value using the blood pressure value at a specified time phase as the reference based on the blood flow rate and the transferring speed of the pulse wave and an absolute blood pressure calculating part 10 for calculating an absolute blood pressure value based on the blood pressure value at the specified time phase and the relative blood pressure value.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

18.06.2004

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

**\* NOTICES \***

**JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

[Claim(s)]

[Claim 1] A cross-section configuration detection means to detect simultaneously the configuration of the cross section of at least two blood vessels on an artery, A cross-section calculation means to compute the cross section of said two cross sections based on the cross-section configuration detected by this cross-section configuration detection means, A rate-of-flow calculation means to compute the mean velocity of the blood in a blood vessel based on the cross section called for by said cross-section calculation means, A pulse-wave-velocity calculation means to compute the velocity of propagation of the pulse wave between said two cross sections from time amount change of the cross-section configuration of two blood vessels detected by said cross-section configuration detection means, A relative blood-pressure calculation means to compute the relative blood-pressure value on the basis of the blood-pressure value in the specific tense based on the rate of flow of the blood computed by said rate-of-flow calculation means, and the velocity of propagation of the pulse wave computed by said pulse-wave-velocity calculation means, The circulatory organ information instrumentation system characterized by providing an absolute blood-pressure calculation means to compute a blood-pressure value absolutely, based on the blood-pressure value in said specific tense used as the criteria measured beforehand, and said relative blood-pressure value.

[Claim 2] Said rate-of-flow calculation means is a circulatory organ information instrumentation system according to claim 1 characterized by computing the mean velocity of the blood of the part surrounded with said two cross sections and blood vessel wall from the time amount differential of the cross section of said two cross sections, and the distance of said two cross sections.

[Claim 3] Said cross-section configuration detection means is a circulatory-organ information instrumentation system according to claim 1 characterized by to have an acoustic emission means to emit a supersonic wave towards said artery, an ultrasonic detection means detect the supersonic wave reflected in the living body, and a binary-ized means make binary the output signal from said ultrasonic detection means on the basis of a suitable threshold in order to extract the cross-section configuration of the tube wall of said artery.

[Claim 4] Said cross-section configuration detection means is a circulatory organ information instrumentation system according to claim 3 characterized by providing further a conversion means to change the output signal from said ultrasonic detection means into a picture signal.

[Claim 5] Said binary-ized means is a circulatory organ information instrumentation system according to claim 4 characterized by making it binary, using a suitable image concentration value as a threshold after changing the output signal from said ultrasonic detection means into a picture signal with said conversion means.

[Claim 6] Said binary-ized means is a circulatory organ information instrumentation system according to claim 3 characterized by having a setting-out means to set up said threshold according to the include angle which the direction of incidence of a supersonic wave and the blood vessel wall of said artery make.

[Claim 7] Said binary-ized means is a circulatory organ information instrumentation system according to claim 6 characterized by having further an operation means to calculate the include angle which the direction of incidence of this supersonic wave and said blood vessel wall make, based on the cross-section configuration of the blood vessel detected by said cross-section configuration detection means, and the direction of incidence of said supersonic wave.

[Claim 8] In order to extract the cross-section configurations of an acoustic emission means to emit a supersonic wave towards a blood vessel, an ultrasonic detection means to detect the supersonic wave reflected in the living body, and the tube wall of said blood vessel A binary-ized means to set up a suitable threshold according to the include angle which the direction of incidence of said supersonic wave and a

blood vessel wall make, and to make binary the output signal from said ultrasonic detection means, The circulatory organ information instrumentation system characterized by providing an index calculation means to compute a circulatory organ index based on the information on the cross-section configuration of the blood vessel obtained from the information made binary by this binary-ized means.

[Claim 9] Said binary-ized means is a circulatory organ information instrumentation system given in claim 3 characterized by having a threshold amendment means to amend said threshold by contraction or an escape of a blood vessel thru/or any 1 term of 8.

[Claim 10] Said binary-ized means is a circulatory organ information instrumentation system given in claim 3 characterized by having a blood vessel right above detection means to detect right above [ of the core of a blood vessel ] thru/or any 1 term of 9.

[Claim 11] Said blood vessel right above detection means is a circulatory organ information instrumentation system according to claim 10 characterized by having two or more pressure sensitive devices which contact the living body front face near right above [ of a blood vessel ] in the condition of intersecting said blood vessel, and the right above detection processing section which detects the right above section of said blood vessel from the pulse wave detected by this pressure sensitive device.

[Claim 12] Said two or more pressure sensitive devices are circulatory organ information instrumentation systems according to claim 11 characterized by being arranged at two or more ultrasonic vibrators which constitute said ultrasonic detection means, and abbreviation parallel.

[Claim 13] A circulatory organ information instrumentation system given in claim 3 characterized by providing further a pulse-wave-velocity measurement means to ask for the velocity of propagation of a pulse wave from the phase contrast of change of the cross-section configuration of two or more blood vessel walls which arrange said acoustic emission means and said ultrasonic detection means to two or more [ on a blood vessel ], and are acquired by said two or more ultrasonic detection means thru/or any 1 term of 12.

[Claim 14] Said index calculation means is a circulatory organ information instrumentation system given in claim 8 characterized by having a pulse wave measurement means to measure a pulse wave based on change of the cross section of the diameter of a blood vessel, or a blood vessel thru/or any 1 term of 13.

[Claim 15] the variation rate to which said index calculation means detects change of the cross section of the diameter of a blood vessel, or a blood vessel -- a detection means, a pressure measurement means measure the pressure concerning the wall surface of a blood vessel, and said variation rate -- the dynamic viscoelasticity of a blood vessel computes based on the result obtained from the detection means and said pressure measurement means -- dynamic -- description -- a circulatory-organ information instrumentation system given in claim 8 characterized by to have a calculation means thru/or any 1 term of 14.

---

[Translation done.]



## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the circulatory organ information instrumentation system which can measure a living body's circulatory organ information continuously by non-invasion.

[0002]

[Description of the Prior Art] Conventionally, many indexes, such as viscoelasticity by the blood stream and escape / contraction rate of a blood vessel, are used as a circulatory organ index for grasping the condition of a patient's circulatory organ. As measurement of a blood stream, a supersonic wave is irradiated to a living body's blood vessel, it asks for a flow velocity using the Doppler signal produced by the blood flow, and the method of calculating a blood stream is learned from relation with the cross section of a blood vessel.

[0003] Moreover, the optical flow method for asking for a velocity vector as an approach of finding escape / contraction rate of a blood vessel, using the brightness inclination of the continuous image data is used.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, when asking for a flow velocity using a Doppler signal and calculating a blood stream, in order to calculate a blood stream, a technique which computes the cross section of the blood vessel of the part easily and continuously was desired. Moreover, in the above-mentioned optical flow method, there was a complicated trouble that count was needed serially.

[0005] Moreover, conventionally, some living bodies were mainly pressed, using a cuff as an approach of measuring blood pressure, and the approach of measuring blood pressure has been taken from the oscillation obtained or the sound. However, in measuring blood pressure over several days, such as after an operation, it is a remarkable mental and corporal burden to press a living body. In order to solve this problem, the approach of measuring the velocity of propagation of the pulse wave which spreads the inside of a blood vessel with a supersonic wave, and measuring blood pressure is indicated by JP,7-241288,A. this approach -  $\Delta P = \rho C \Delta v$  -- here --  $\Delta P$ :pressure variation The  $\rho$ :blood consistency  $\Delta v$ :rate-of-flow change C: -- pulse wave velocity -- it is asking for blood pressure using the theoretical formula. this theoretical formula -- (---: edited one by the Japan Hydraulics and Pneumatics Society -- it is indicated by a new edition oil pneumatics handbook, the 1st piece, Chapter 3, 24-25, Ohm-Sha, and 1988). However, this theoretical formula is a formula which assumed that there was no change to a blood vessel wall, and had the trouble that the effect of a tube wall was not taken into consideration.

[0006] Therefore, it is offering the circulatory organ information instrumentation system which this invention's can be made in view of the technical problem mentioned above, and the object's can measure the cross-section configuration of a blood vessel by non-invasion, and can compute a circulatory organ index based on it. Moreover, other objects of this invention are offering the circulatory organ information instrumentation system which can measure the cross-section configuration of a blood vessel by non-invasion, and can measure exact blood pressure in consideration of pulsation of a blood vessel wall.

[0007]

[Means for Solving the Problem] In order to solve the technical problem mentioned above and to attain the object, the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention A cross-section configuration detection means to detect simultaneously the configuration of the cross section of at least two blood vessels on an artery, A cross-section calculation means to compute the cross section of said two cross sections based on the cross-section configuration detected by this cross-section configuration detection means, A rate-of-flow calculation means to compute the mean velocity of the blood in a blood vessel based on the cross section called for by said cross-section calculation means, A pulse-wave-velocity calculation means to compute the velocity of propagation of the pulse wave between said two cross sections from time

amount change of the cross-section configuration of two blood vessels detected by said cross-section configuration detection means, A relative blood-pressure calculation means to compute the relative blood-pressure value on the basis of the blood-pressure value in the specific tense based on the rate of flow of the blood computed by said rate-of-flow calculation means, and the velocity of propagation of the pulse wave computed by said pulse-wave-velocity calculation means, It is characterized by providing an absolute blood-pressure calculation means to compute a blood-pressure value absolutely, based on the blood-pressure value in said specific tense used as the criteria measured beforehand, and said relative blood-pressure value.

[0008] Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said rate-of-flow calculation means is characterized by computing the mean velocity of the blood of the part surrounded with said two cross sections and blood vessel wall from the time amount differential of the cross section of said two cross sections, and the distance of said two cross sections. Moreover, said cross-section configuration detection means is characterized in the circulatory-organ information instrumentation system concerning this invention by to have an acoustic-emission means emit a supersonic wave towards said artery, an ultrasonic detection means detect the supersonic wave reflected in the living body, and a binary-ized means make binary the output signal from said ultrasonic detection means on the basis of a suitable threshold in order to extract the cross-section configuration of the tube wall of said artery.

[0009] Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said cross-section configuration detection means is characterized by providing further a conversion means to change the output signal from said ultrasonic detection means into a picture signal. Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, after said binary-ized means changes the output signal from said ultrasonic detection means into a picture signal with said conversion means, it is characterized by making it binary, using a suitable image concentration value as a threshold.

[0010] Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said binary-ized means is characterized by having a setting-out means to set up said threshold according to the include angle which the direction of incidence of a supersonic wave and the blood vessel wall of said artery make. Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said binary-ized means is characterized by having further an operation means to calculate the include angle which the direction of incidence of this supersonic wave and said blood vessel wall make, based on the cross-section configuration of the blood vessel detected by said cross-section configuration detection means, and the direction of incidence of said supersonic wave.

[0011] Moreover, the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention In order to extract the cross-section configurations of an acoustic emission means to emit a supersonic wave towards a blood vessel, an ultrasonic detection means to detect the supersonic wave reflected in the living body, and the tube wall of said blood vessel A binary-ized means to set up a suitable threshold according to the include angle which the direction of incidence of said supersonic wave and a blood vessel wall make, and to make binary the output signal from said ultrasonic detection means, It is characterized by providing an index calculation means to compute a circulatory organ index based on the information on the cross-section configuration of the blood vessel obtained from the information made binary by this binary-ized means.

[0012] Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said binary-ized means is characterized by having a threshold amendment means to amend said threshold by contraction or an escape of a blood vessel. Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said binary-ized means is characterized by having a blood vessel right above detection means to detect right above [ of the core of a blood vessel ].

[0013] Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said blood vessel right above detection means is characterized by having two or more pressure sensitive devices which contact in the condition of intersecting said blood vessel on the living body front face near right above [ of a blood vessel ], and the right above detection processing section which detects the right above section of said blood vessel from the pulse wave detected by this pressure sensitive device. Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said two or more pressure sensitive devices are characterized by being arranged at two or more ultrasonic vibrators which constitute said ultrasonic detection means, and abbreviation parallel.

[0014] Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said acoustic emission means and said ultrasonic detection means are arranged to two or more [ on a blood vessel ], and it is characterized by providing further a pulse-wave-velocity measurement means to ask for

the velocity of propagation of a pulse wave from the phase contrast of change of the cross-section configuration of two or more blood vessel walls acquired by said two or more ultrasonic detection means. Moreover, in the circulatory organ information instrumentation system concerning this invention, said index calculation means is characterized by having a pulse wave measurement means to measure a pulse wave based on change of the cross section of the diameter of a blood vessel, or a blood vessel.

[0015] moreover, the variation rate to which said index calculation means detects change of the cross section of the diameter of a blood vessel, or a blood vessel in the circulatory-organ information instrumentation system concerning this invention -- a detection means, a pressure measurement means measure the pressure concerning the wall surface of a blood vessel, and said variation rate -- the dynamic viscoelasticity of a blood vessel computes based on the result obtained from the detection means and said pressure measurement means -- dynamic -- description -- it is characterized by to have a calculation means.

[0016]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the operation gestalt of this invention is explained to a detail with reference to an accompanying drawing.

(1st operation gestalt) Drawing 1 is drawing having shown the configuration of the blood-pressure-measurement equipment as 1st operation gestalt of the circulatory organ information instrumentation system of this invention.

[0017] As shown in drawing 1, the blood vessel tomogram collection section 1 consists of ultrasonic vibrators 4a and 4b for collecting the ultrasonic tomograms 3a and 3b for two points which the same blood vessel 2 approached. The collected tomograms 4a and 4b are transmitted to the blood vessel cross-section calculation section 5, and extract processing of the cross section of a blood vessel is performed. The cross section of the blood vessel computed in the blood vessel cross-section calculation section 5 is transmitted to the blood rate-of-flow calculation section 6 and the pulse-wave-velocity calculation section 7. The blood rate-of-flow calculation section 6 searches for the rate of flow of blood from the cross section and the distance for two points. The pulse-wave-velocity detecting element 7 asks for pulse wave velocity from the phase contrast of time amount change of the cross section for two points. The blood rate of flow and pulse wave velocity which were computed by the blood rate-of-flow calculation section 6 and the pulse-wave-velocity calculation section 7 are transmitted, and it is substituted for the following conversion types.

[0018]

$P-P_0 = \rho C_0 v + (1/8) \rho v^2$  -- here, it is the mean velocity in P: blood pressure, the  $P_0$  = lowest blood pressure (diastolic blood pressure), the specific gravity of  $\rho$ : blood, the pulse wave velocity of a  $C_0$ : escape final term, and the cross section of  $v$ : blood vessel. The relative value on the basis of the lowest blood pressure is computed by the above-mentioned formula, and it is outputted to the blood-pressure change calculation section 8. On the other hand, the absolute value of the blood pressure at the time of [ a certain ] being measured by the standard pressure test section 9 is sent to the blood-pressure calculation section 10, and a blood-pressure value is continuously computed in the blood-pressure calculation section 10.

[0019] The configuration of the blood vessel tomogram collection section is shown in drawing 2. Ultrasonic vibrator group 4a consists of  $a_1$  to  $a_n(s)$ , and ultrasonic vibrator group 4b is constituted from  $b_1$  by the ultrasonic vibrator of  $n$  each ( $n$  is the natural number) of  $b_n$ . Only distance  $L$  leaves ultrasonic vibrator group 4a and ultrasonic vibrator group 4b, and they are arranged at parallel. First, a supersonic wave is discharged towards an artery 2 from  $a_1$  of ultrasonic vibrator 4a, and the signal reflected with the artery wall etc. is detected by the same vibrator. Ultrasonic tomogram 3a is obtained by continuing this the actuation of a series of from  $a_1$  to  $a_n$ . After artery tomogram 3a is obtained, artery tomogram 4b is obtained by performing actuation same with having obtained artery tomogram 3a.

[0020] In addition, although it explained that  $a_1, a_2, \dots, a_n$ , and the ultrasonic vibrator per piece transmitted and received, and a tomogram was obtained since it was easy here, it is possible to obtain a tomogram by beamforming by two or more tremblers as well as the common ultrasonic diagnostic equipment using an array probe. Beamforming is controlling the phase in an array, or distribution of delay, and forming the ultrasonic beam of the target description.

[0021] It is arbitrary as long as an artery tomogram is obtained about the approach of collecting artery tomograms. Moreover, with this operation gestalt, after the tomogram was obtained by ultrasonic vibrator group 4a, the tomogram was obtained by ultrasonic vibrator group 4b, but as long as a tomogram can be obtained, you may ask for a tomogram simultaneously and it is clear that conditions, such as collection sequence of a tomogram, the number of vibrator groups, and a configuration of a tomogram, are arbitrary. Moreover, unless it is contrary to the meaning of this invention also about conditions, such as the number, the method of arrangement, magnitude, and a frequency discharged, also about the ultrasonic vibrator which

constitutes an ultrasonic vibrator group, it is possible to set it as any value.

[0022] The obtained tomograms 4a and 4b are transmitted to the blood vessel cross-section calculation section 5. Drawing 3 is drawing having shown the configuration of the blood vessel cross-section calculation section 5. The transmitted tomogram is stored in frame memories 11a and 11b. A blood vessel wall is extracted by making this image binary in the binary-ized processing section 12. When a supersonic wave is irradiated at a blood vessel, a strong echo takes place in the boundary part a blood vessel wall and inside a blood vessel. On the other hand, since the component is uniform, the inside of a blood vessel has little change of an acoustic impedance, and its reflected wave is weak. Therefore, a monochrome high gradation value is assigned, when assigning a monochrome low gradation value and imaging the weak thing of a reflected wave, the boundary part a blood vessel wall and inside a blood vessel becomes , and, in the inside of a blood vessel, gradation serves as a blackish image low that is, so that a reflected wave is strong. Processing (binary-ized processing) which makes the thing beyond it white, i.e., the highest gradation value, by making a certain gradation value into a threshold using this property, and makes the following [ it ] black, i.e., the minimum gradation value, is performed. Generally this binary-ized processing is used in the field of the image processing.

[0023] By binary-ized processing, from the image as which the interior of a blood vessel was described black, it asks for the area inside a blood vessel, and the diameter of a blood vessel in the blood vessel configuration calculation section 13, and transmits to the blood rate-of-flow calculation section 6 and the pulse-wave-velocity calculation section 7. In addition, it can ask for time amount change of the cross-section configuration of a blood vessel by asking time amount progress continuously with the tomogram for a blood vessel. Like the graphic form shown as the continuous line of drawing 4 , it is the mean velocity  $v$  in a cross section [ in / in the blood rate-of-flow calculation section 6, the cross-sectional area (measurement data which changes with time amount progress) (t)  $S_a$  of the cross sections 14a and 14b of a blood vessel, and  $S_b$  (t) are calculated by the ultrasonic vibrator groups 4a and 4b, and / the A point from the data, and a B point ]

[0024]

[Equation 1]

$$v = \frac{\dot{s}_b(t) - \dot{s}_a(t)}{s_b(t) - s_a(t)} L$$

[0025] Here, it asks for  $L$  with the distance between an A point and a B point. In addition, "-" on a notation shows time amount differential. Here, it explains that a top type is effective. By the flow in the inside of an artery, the radial velocity gradient and radial pressure gradient of a blood vessel ignore, and do not interfere. In this case, what is necessary is to consider only the mean velocity of the direction of a tube axis as flow. However, change of the cross section (therefore, radius) of a blood vessel is taken into consideration. Such a model is called semi- 1 dimensional model.

[0026] The system of coordinates of semi- 1 dimensional model are shown in drawing 5 . Let the tube axis of a blood vessel be a  $x$  axis here. Moreover, the cross section of a blood vessel is set to  $S(x, t)$ . Let the locations of the above-mentioned point of measurement (two cross sections) be  $x=x_1$  and  $x=x_2$  ( $x_1 < x_2$ ). Therefore,  $x_2$  is the downstream. Moreover,  $x=0$  considers the ejection section of the heart (however, good also as a point of other arbitration). Semi- one dimension flows and it is equation-of-continuity  $\frac{d}{dt} \int_{x_1}^{x_2} S(x, t) dx = 0$  then. (1)

\*\*\*\*\* (1)  $\frac{d}{dt} \int_{x_1}^{x_2} S(x, t) dx = 0$  (2) [ from a formula ]

It becomes. (2) It is [0027] when the section  $[x, +\infty]$  is integrated with a formula about  $x$ .

[Equation 2]

$$\lim_{x \rightarrow \infty} v(x, t) = 0 \quad (\because \text{十分遠方では} v \text{は十分小さいため})$$

[0028] Come out, and it is and is [0029].

[Equation 3]

$$\lim_{x \rightarrow \infty} s(x, t)$$

[0030] \*\* -- [0031] since it is a limited value

[Equation 4]

$$-v_s = - \int_x^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx$$

$$\therefore v = \frac{1}{s} \int_x^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (3)$$

[0032] It becomes. Flow  $Q(x, t)$  is the definition of  $v$  and  $S$ .  $Q(x, t) = v(x, t) S(x, t)$  (4)

It comes out, since it is, (3) types are substituted, and it is [0033].

[Equation 5]

$$Q(x, t) = \int_x^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (5)$$

[0034] It becomes. (5) Flow  $Q$  [ in / from a formula /  $x=x_1$  ] ( $x_1, t$ ) is [0035].

[Equation 6]

$$Q(x_p, t) = \int_{x_1}^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx$$

$$= \int_{x_1}^{x_2} \frac{\partial s}{\partial t} dx + \int_{x_2}^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (6)$$

[0036] It becomes. Since the heart carries out pulsation once by the flow considered now and it can be regarded as a single wave in the period to the next pulsation supposing the time amount which wants to measure  $T$  as time amount shorter than the period of pulsation is the section  $[0, T]$ , it is  $x_2 \leq x < \infty$ . In  $0 \leq t \leq T$ , since the pulse wave has not reached,  $S$  does not carry out time amount change, but  $S$  is the function of only  $x$ . Therefore, the 2nd term of (5) types is [0037].

[Equation 7]

$$\int_{x_2}^{\infty} \frac{\partial s}{\partial t} dx = 0 \quad (7)$$

[0038] It becomes. Therefore, [0039]

[Equation 8]

$$Q(x_p, t) = \int_{x_1}^{x_2} \frac{\partial s}{\partial t} dx \quad (8)$$

[0040] It becomes. Since spacing of the section  $[x_1, x_2]$  is sufficiently small and  $S$  is a monotonous increment or monotonous reduction about  $x$  in the section  $[x_1, x_2]$   $S(x, t) = (x+a)f(t)$  (9)

Here,  $a$  can carry out straight-line approximation with a constant. Therefore, [0041]

[Equation 9]

$$\frac{\partial s}{\partial t} = (x+a)f(t) \quad (10)$$

[0042] It becomes. (10) Substitute a formula for (8) types and it is [0043].

[Equation 10]

$$Q(x_p, t) = \dot{f}(t) \int_{x_1}^{x_2} (x+a) dx$$

$$= \dot{f}(t) \left[ \frac{1}{2} x^2 + ax \right]_{x_1}^{x_2}$$

$$= \dot{f}(t) (x_2 - x_1) \left\{ \frac{1}{2} (x_1 + x_2) + a \right\} \quad (11)$$

[0044] It becomes. (4) From a formula, it is  $v(x_1, t) = Q(x_1, t)/S(x_1, t)$ .

It comes out, since it is, (9) types and (11) types are substituted for this formula, and it is [0045].

[Equation 11]

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t) (x_2 - x_1) \frac{1}{2} (x_1 + x_2 + 2a)}{(x_1 + a) f(t)} \quad (12)$$

[0046] It becomes. Since  $x_2 - x_1$  is small enough compared with  $x_1$  and  $x_2$   $x_1 + x_2 + 2a \approx 2(x_1 + a)$  (13)

Since it can approximate, (12) types are [0047].

[Equation 12]

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t)}{f(t)} (x_2 - x_1) \quad (14)$$

[0048] It becomes.

$$L = x_2 - x_1 \quad (15)$$

Since come out and it is, (14) types are [0049].

[Equation 13]

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{f}(t)}{f(t)} L \quad (16)$$

[0050] It becomes. (9) Formula  $S(x_1, t) = (x_1 + a) f(t)$  (17)

$$S(x_2, t) = (x_2 + a) f(t) \quad (18)$$

It comes out. If the difference of a top type is taken  $S(x_2, t) - S(x_1, t) = f(t) L$  (19)

moreover --  $S(x_1, t) = -- S_a(t)$  (20)

$$S(x_2, t) = S_b(t) \quad (21)$$

It comes out, and since it is, (20) types and (21) types are substituted for (19) types.  $S_b(t) - S_a(t) = f(t) L$  (22)

It becomes. (22) Carry out both-sides differential of the formula, and it is [0051].

[Equation 14]

$$\dot{S}_b(t) - \dot{S}_a(t) = \dot{f}(t) L \quad (23)$$

[0052] It becomes. (22) (16) types are [0053] from a formula and (23) types.

[Equation 15]

$$v(x_1, t) = \frac{\dot{S}_b(t) - \dot{S}_a(t)}{S_b(t) - S_a(t)} L \quad (24)$$

[0054] It becomes. (24) The mean velocity in  $x=x_1$  was called for by the formula. Moreover, the flow  $Q(x_1, t)$  in  $x=x_1$  is [0055] from (4) types.

[Equation 16]

$$Q(x_1, t) = S_a(t) \frac{\dot{S}_b(t) - \dot{S}_a(t)}{S_b(t) - S_a(t)} L$$

[0056] It comes out. As amelioration which may have taken a configuration like dotted lines 15a and 15b in the actual blood vessel as shown in drawing 4, and reduces the error by straight-line approximation Although amelioration of integrating the approach of shortening distance between 2 cross sections or the method of acquiring an exact value by making an ultrasonic vibrator into a matrix array, and the curve that agrees well, actual curve, i.e., dotted line, by assuming a side-face part happens to think easily It is clear that these [ all ] it is the range of this invention.

[0057] With time lag (phase contrast) tau of time amount change of the cross section produced in an A point and a B point in the pulse-wave-velocity calculation section 7 It asks for pulse wave velocity  $C_0$  as  $C_0 = L/\tau$  by breaking the distance between an A point and a B point. The rate of flow and pulse wave velocity which were transmitted to theoretical formula  $P - P_0 = \rho C_0 v + (1/8) \rho v^2$  are substituted for the blood-pressure change calculation section 8. This formula is indicated by (Sugawara [ Motoaki ] and Yasuhisa Sakurai: "the nonlinear theory of the pulse wave in an artery", a medical electron and bionics, 11 volumes, No. 3, 180-189, and 1973).

[0058] It is possible to compute blood pressure for the blood-pressure value of the tense timed by the standard pressure test section 9 continuously in the blood-pressure calculation section 10 to origin by the above processing. There is the approach of setting up beforehand in quest of the lowest blood pressure as an example with a cuff type automated sphygmomanometer (one-point measurement which measures the blood pressure within a certain time amount once) etc. in measurement of this standard pressure. Moreover, standard pressure can be set up if the pressure value and the blood-pressure change calculation section output at the time not only in the lowest blood pressure but the same time of day are obtained.

[0059] The computed blood-pressure value becomes possible [ outputting to displays, such as a liquid crystal display monitor which displays a value, the storage for record, a printer, etc. suitably if needed for a

user ]. in addition, the input signal outputted from ultrasonic vibrators 4a and 4b although it explained that it was made binary by the above-mentioned explanation after changing into a picture signal the signal with which ultrasonic vibrators 4a and 4b received the supersonic wave reflected in the living body -- a logarithm -- the signal amplified and detected may be made binary.

[0060] (2nd operation gestalt) Although the blood vessel cross-section calculation section 5 was made binary with the threshold of a certain immobilization and the blood vessel was extracted as a binary image with the 1st operation gestalt, about calculation of the blood vessel cross section, it does not restrict to this approach. Drawing 6 shows the relation of the wall surface 16 of an ultrasonic signal and a blood vessel. As shown in this drawing, in order to carry out incidence of the supersonic wave emitted from the Cm position ultrasonic vibrator in right above [ of the core of a blood vessel ] vertically to the tangent of a blood vessel wall, its reflected wave detected with the same vibrator Cm is large. However, since the supersonic wave emitted from vibrator carries out incidence aslant to the tangent of a blood vessel wall when it separates from right above, the reflected wave detected will become weak compared with Cm. In addition, in performing beamforming by two or more tremblers, when the medial axis of an ultrasonic beam is close to the core of a blood vessel, a reflected wave is large, and a reflected wave becomes small, so that it separates from the core of a blood vessel.

[0061] The reinforcement of the reflected wave in the Cm position ultrasonic vibrator in right above [ of the core of a blood vessel ] presupposes that it is the configuration shown by drawing 6 (b). The parts corresponding to a blood vessel wall are Ya and Yb, and suppose that the part of Yk is a noise. In this case, in order to extract a blood vessel wall well, it is desirable for it to be higher than the peak of a noise and to set a threshold as about [ lower than the peak of a blood vessel wall ]  $\alpha_2$ .

[0062] However, at drawing 6 (c), since there is no ultrasonic vibrator in right above [ of the core of a blood vessel ], when the reinforcement of the reflected wave of the part of a blood vessel wall is weak, and does not reach the above-mentioned threshold  $\alpha_2$ , but the problem that a threshold must be a value between  $\alpha_1$  and  $\alpha_3$  arises and there is a noise, by binary-ization using the threshold of immobilization, a blood vessel wall may be unable to be described well. As an approach of solving this problem, how to change a threshold according to the incident angle over the tangent of the blood vessel wall of a supersonic wave is shown in this operation gestalt.

[0063] Drawing 7 is drawing showing the outline configuration of the blood vessel cross-section calculation section in this operation gestalt. The blood vessel right above detecting element 18 detects which component is coming to right above [ of a blood vessel ]. The configuration of a blood vessel right above detecting element is shown in drawing 8. The image obtained by ultrasonic vibrator group 3c of drawing 6 projects on the monitor 21 for a display. The marker 22 indicating on which part on a screen the image obtained from the vibrator the core of ultrasonic vibrator group 3c or near the is displayed is displayed on the monitor, and an operator moves a probe so that the core of a blood vessel figure may be in agreement with this marker 22. Measurement will be started, if an operator pushes a detection termination confirmation button after blood vessel figure 23a [ core ] shifted finishes adjusting the location of a probe so that it may come to the location of blood vessel figure 23b which is in agreement with a main marker. It calculates whether the conversion section 19 is data with which the data called from the frame memory 17 were obtained from which trembler of an ultrasonic vibrator group from the address of a frame memory 17, and it is transmitted to the threshold change binary-ized section 20. With the data outputted from the above-mentioned conversion section, the threshold change binary-ized section 20 changes a threshold, and makes it binary.

[0064] The threshold set up by the threshold change binary-ized section 20 is not necessarily decided only according to the incident angle of the ultrasonic signal over a blood vessel wall. Actually, it changes with a Measuring condition, test subjects, etc. Therefore, it is not contrary to the meaning of this invention to give the suitable correction term for threshold change. It is possible to search for vascular vascularity etc. from the cross section S of the extracted blood vessel wall to a blood vessel, the blood vessel inradius r, or its time amount change.

[0065] How to ask for the pulse wave velocity made into the index of arteriosclerosis is shown reflecting the Young's modulus of a blood vessel wall. Drawing 9 is drawing explaining the block diagram at the time of asking for pulse wave velocity (a) and wave (b obtained). Only distance L is detached and an ultrasonic vibrator group is arranged on an artery. By the above-mentioned technique of this operation gestalt, it asks for the cross section from the tomogram obtained from each ultrasonic vibrator group. The acquired wave turns into a wave reflecting pulsation, as shown in drawing 9 (b). If the time lag (phase contrast) of cross-section change seen by two tomograms 3a and 3b is set to tau, it can ask for pulse wave velocity C by

$C=L/\tau$ . Usually, although pulse wave velocity is called for according to the time difference of a carotid pulse and the crotch arterial wave, whenever [ hardening / of all the blood vessels that exist between a carotid artery and a crotch artery ] is reflected. Therefore, this approach enables it to measure local pulse wave velocity, and a more detailed diagnosis of pinpointing of the part to which progress of arteriosclerosis went etc. is attained.

[0066] Moreover, it can ask for the pulse rate RR converted into per minute by conversion formula called  $RR=60 / \tau$  1 from the period  $\tau$  1 of change of the cross section of tomogram 3a of drawing 9 (b). Furthermore, it is possible to ask for a blood stream or the mean velocity in a cross section from two tomograms 3a and 3b. The 1st operation gestalt already described the approach of asking for these. Moreover, if a blood-pressure measurement technique is combined, it will become possible to ask for the elastic modulus of a blood vessel still more directly, and effective measurement will be attained when evaluating whenever [ arteriosclerosis ]. As an index of arteriosclerosis, the pressure elastic modulus  $E_p$  is  $E_p=\Delta P/(\Delta r/r)$ .

It comes out and defines. Although it is asking for the pressure and the diameter of a blood vessel by the catheter which inserts this index into a blood vessel by JP,4-329938,A, if the approach indicated by this operation gestalt is used, it is measurable to non-invasion. Although it is thought possible to acquire the information on various circulatory organs from time amount change of cross-section configurations of the extracted blood vessel wall, such as thickness of a blood vessel wall and a pulsating rate of a blood vessel wall, besides the above-mentioned pulse, pulse wave velocity, and a pressure elastic modulus, it is clear that these [ all ] they are the criteria of this invention.

[0067] (3rd operation gestalt) In the 2nd operation gestalt, although how an operator performs manually right above detection which detects right above [ of the core of a blood vessel ] was shown, it is also possible to specify right above [ of a blood vessel ] by approaches other than this. This operation gestalt shows the approach of right above detection of having used the pressure sensitive device. Drawing 10 is drawing showing the outline configuration of the pressure-sensitive elements for searching for the core of a blood vessel 2. A pressure value gets across to the pressure-sensitive elements 31 by pressing a blood vessel and making it deform evenly by pushing in the pressure-sensitive elements 31 in the press sections, such as a cuff, as shown in drawing. Let the part which shows the max of the transmitted pressure be right above [ of a blood vessel ].

[0068] Although the part which takes the maximum of the transmitted pressure here was made into right above, since this changes with locations of a compression method, pressure reinforcement, and a blood vessel etc., it is arbitrary to improve [ a condition / approach / of showing decision right above ]. Drawing 11 is drawing showing an example of the configuration of the above-mentioned right above detection means. Ultrasonic vibrator group 4e and the pressure-sensitive elements 31 are arranged to parallel. First, before measuring a blood vessel figure, the pressure-sensitive elements 31 are forced on a living body by the moderate pressure, and it judges whether the pressure component of pressure-sensitive elements 31 throat is in right above [ of a blood vessel ] based on a pressure wave form. The judgment of the right above of this compares the pressure wave form of each pressure component which carries out time amount change by pulsation of a blood vessel, and makes right above the pressure sensitive device which becomes the largest. The ultrasonic vibrator close to the pressure sensitive device it was presupposed that it was right above is judged to be an ultrasonic vibrator right above. After detection right above is completed, it is also possible to loosen pressure in order to avoid \*\*\*\* of a blood vessel.

[0069] In the 2nd operation gestalt, although a threshold is changed according to the incident angle of a supersonic wave, this will not necessarily be limited, if a threshold is determined by only the incident angle (with for example, proportionality with the sine of an incident angle). it be also possible linear and to take the approach of change a threshold by the wave of arbitration, such as a curvilinear target, as calculate an incident angle set up the image part which consist of an ultrasonic signal received with the ultrasonic vibrator of the right above of a blood vessel with zero incident angle and it separate from the vibrator on the basis of this serially to the image of the supersonic wave acquire from each vibrator, in [ of a device ] be constitutionally complicated and difficult. That is, it is also within the limits of this invention to use the simple method of using only the information on 1 or several incident angles.

[0070] Drawing 12 is drawing having shown the example of setting out of a threshold. In drawing 12 (a), the threshold of a blood vessel part right above was set to  $\beta_1$ , the threshold was changed in the shape of a straight line, and the threshold is set up so that the threshold which separated only ra from right above may be set to  $\beta_2$ . However, when there is pulsation also in the same blood vessel, in diastole and a contraction stage, it is appropriate to change the threshold which should be set up. Therefore, in drawing 12



(b), as 34b shows, when having contracted like [ as 34a shows, when the blood vessel is being extended ] a continuous line, the approach of changing a threshold according to pulsation like a dotted line is taken. Escape, escape [ which gets to know a contraction stage ] / contraction detecting element is prepared from data, such as an electrocardiogram and a heartbeat, and, specifically, how to change a threshold with the data can be considered.

[0071] In addition, while change a threshold the shape of a straight line, and in the shape of a curve according to an incident angle as mentioned above, and it enables it to move the whole change curve of the threshold of the shape of this shape of a straight line, and a curve up and down to parallel by volume etc. and an operator looks at the binary-sized image of the blood vessel cross section on a screen, you may make it adjust volume so that a blood vessel wall may look the clearest.

[0072] As shown in the above operation gestalt, by setting up a suitable threshold according to the condition of a blood vessel, the blood vessel wall of an artery is extracted and it becomes possible from the image of a blood vessel wall to measure various circulation information. In addition, it is arbitrary to use the equipment by this invention as some other equipments, unless it is contrary to the meaning of this invention. For example, it is clear that output [ the numeric value which showed the blood vessel wall which the equipment by this invention was interlocked with the ultrasonic diagnostic equipment, and was extracted repeatedly to echogram the monitor table, or was acquired / to the screen or form of a monitor ] it is the range of this invention.

[0073]

[Effect of the Invention] As explained above, according to this invention, it can be with the theoretical formula in consideration of a motion of the tube wall by pulsation of a blood vessel wall, and blood pressure can be measured to continuous and non-invasion. Moreover, non-invasion can be provided with the circulatory organ information instrumentation system which can measure circulatory organ indexes, such as a blood vessel and a blood-flow condition, by using the configuration which can extract a blood vessel wall part from an ultrasonic tomogram.

---

[Translation done.]

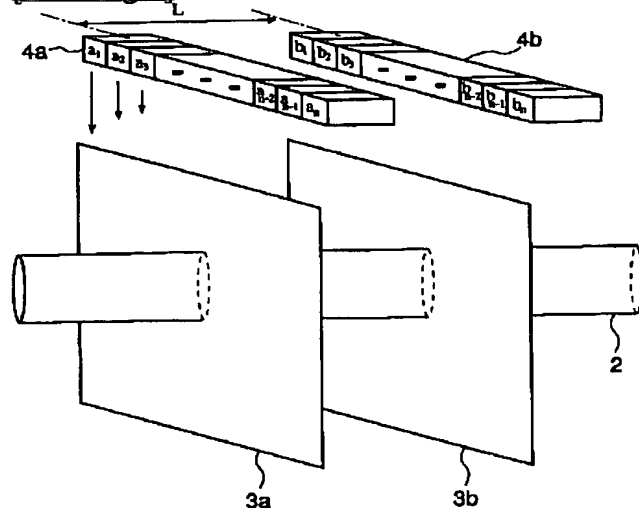
## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

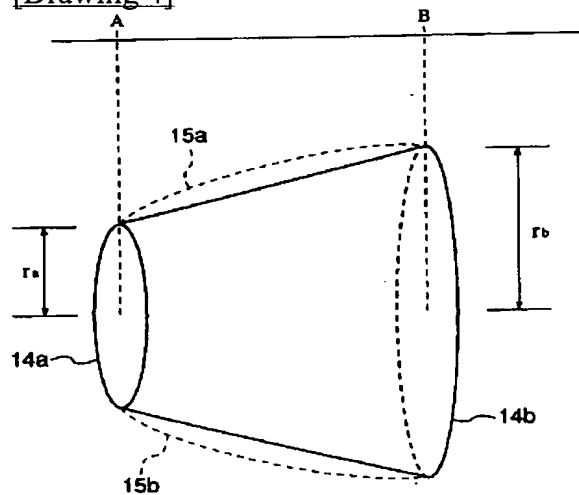
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

## DRAWINGS

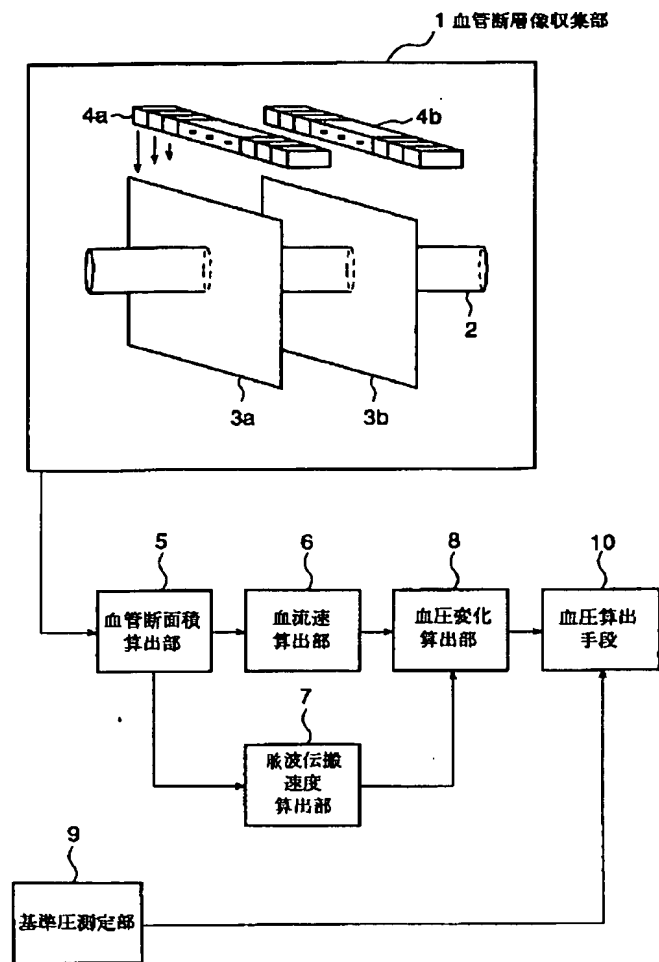
[Drawing 2]



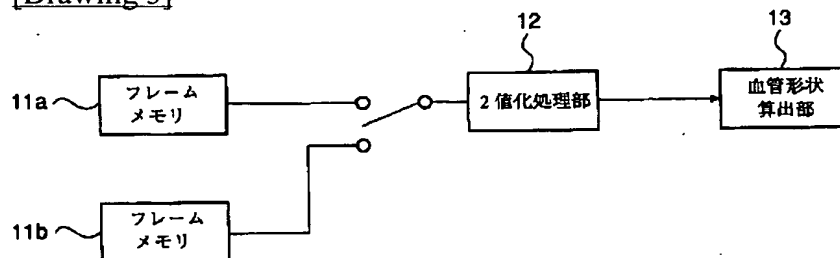
[Drawing 4]



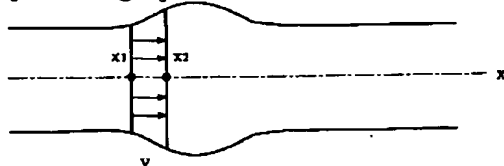
[Drawing 1]



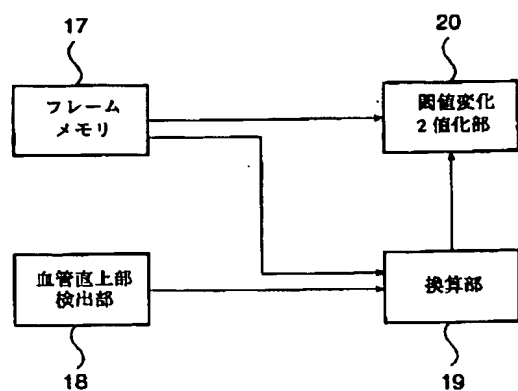
[Drawing 3]



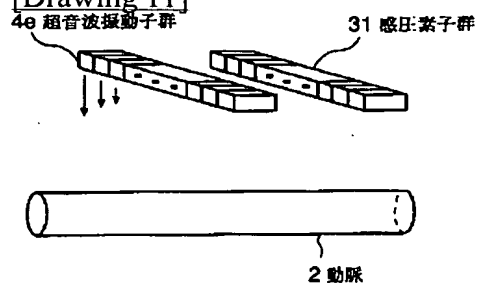
[Drawing 5]



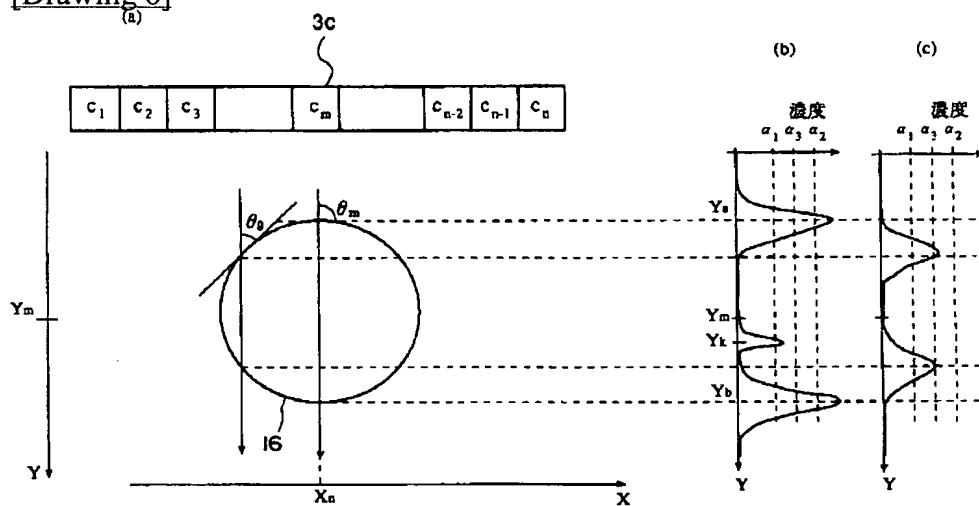
[Drawing 7]



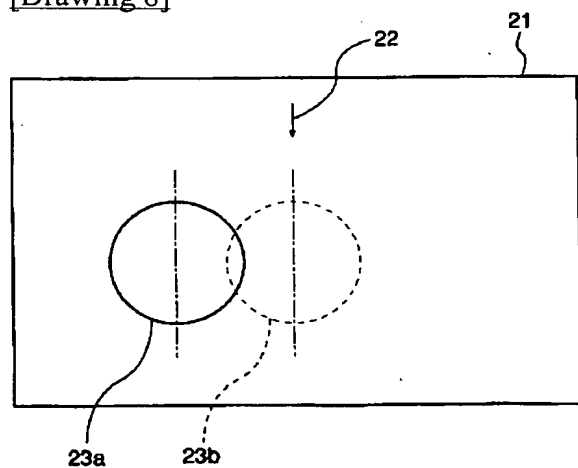
[Drawing 11]



[Drawing 6]

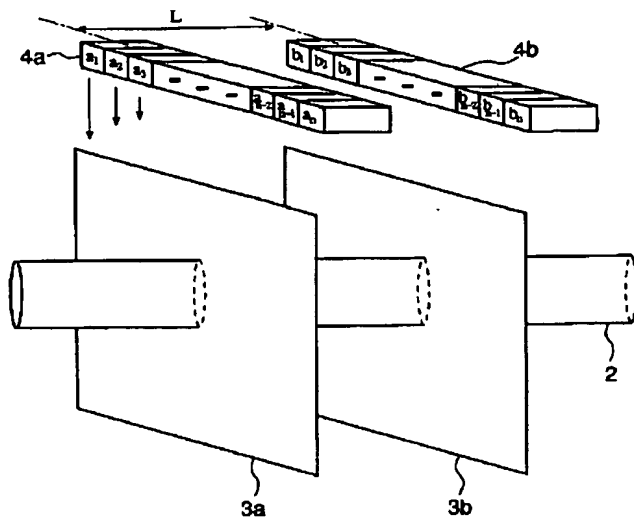


[Drawing 8]

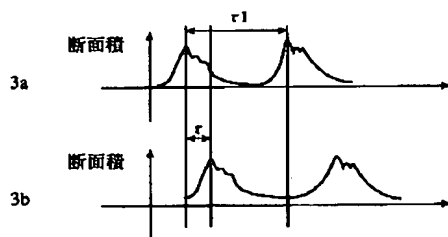


[Drawing 9]

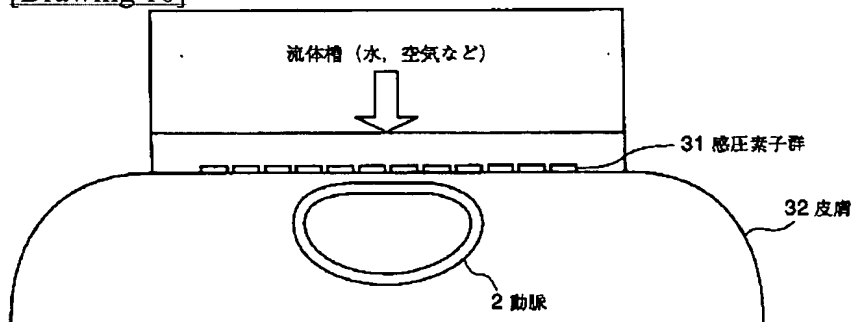
(a)



(b)

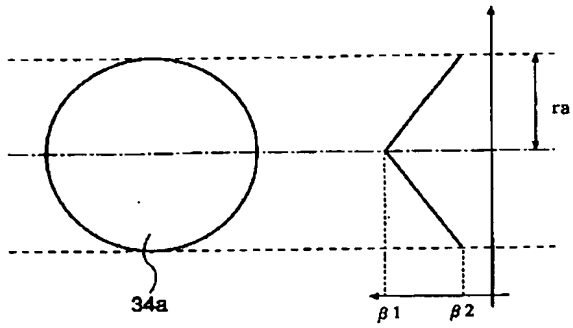


[Drawing 10]

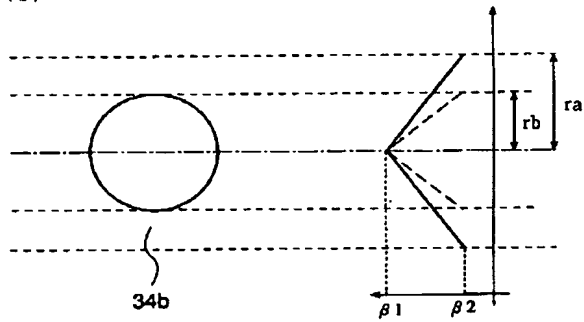


[Drawing 12]

(a)



(b)



---

[Translation done.]